



## [12] 发明专利申请公开说明书

[21]申请号 94108867.7

[51]Int.Cl<sup>5</sup>

A61B 5/055

[43]公开日 1995 年 5 月 31 日

[22]申请日 94.6.8

[30]优先权

[32]93.6.8 [33]FI[31]932615

[71]申请人 皮克北极星有限公司

地址 芬兰赫尔辛基

[72]发明人 I·开南伦

[74]专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

代理人 林道棠

G01R 33/28

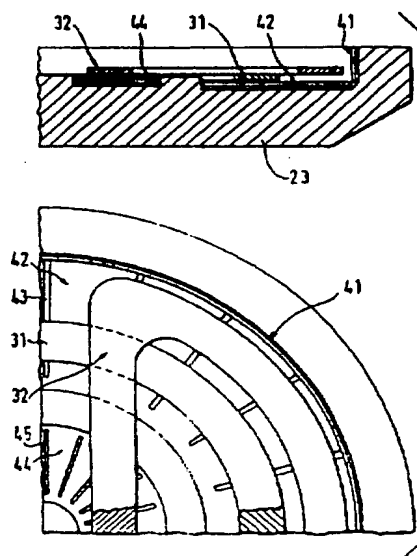
说明书页数:

附图页数:

[54]发明名称 用于降低磁共振成像设备中的涡流的装置

## [57]摘要

两个相对的极靴在其间的患者成像容积中产生磁场。极靴含铁，因而是导电的。梯度线圈设在极靴端面上，因此梯度脉冲电流在极靴端面中产生涡流。图中的限制涡流产生的结构示出圆形极靴(23)的四分之一，并示出梯度线圈的部分，即 Z 和 X 梯度线圈(31, 32)。在极靴表面上装有由变压器片材料合理切制出的多层叠置成的薄盘状(42、44)或环状铁磁部件，每一层通过漆或固位胶与相邻表面电绝缘。叠装前在这些层上切制出窄的径向槽(43、45)，以减小涡流。相邻层中的槽转位至不重合，从而导致在所有方向上均匀传导磁通。



1. 一种磁共振成象系统,包括:

一个可导磁的铁芯;

两个极靴,每个极靴具有一端面,所述极靴如此设置于所述铁芯上,即极靴端面处于相对置关系,其间形成一气隙;

用于在气隙中产生主磁场的装置;

一梯度线圈,它设置于极靴端面之间并与极靴端面之一相邻;  
以及

两个或更多个电绝缘铁磁材料层,这些层彼此叠置并与梯度线圈所倚贴的极靴端面相邻设置,每层具有一个或更多个槽。

2. 根据权利要求1所述的磁共振成象系统,其中,每一层由一盘状板构成。

3. 根据权利要求1所述的磁共振成象系统,其中,每一层基本平行于极靴端面设置,并且相对于极靴是对称的。

4. 根据权利要求1所述的磁共振成象系统,其中,每个槽沿径向延伸。

5. 根据权利要求1所述的磁共振成象系统,其中,一层的两个或多个相邻槽之间的角位移最好为15至30度。

6. 根据权利要求1所述的磁共振成象系统,其中,每个槽基本上在相应层的整个半径上延伸。

7. 根据权利要求1所述的磁共振成象系统,其中,各层以其相应槽不重合的方式彼此叠置。

8. 根据权利要求1所述的磁共振成象系统,其中,盘状层是由卷成螺旋形的磁敏电绝缘带构成的。

9. 根据权利要求1所述的磁共振成象系统,其中,至少一个盘状层由在变压器或电器中常用的硅铁组成,其具有的典型厚度在0.3-0.6毫米范围内。

10. 根据权利要求1所述的磁共振成象系统,进一步包括一个环形层,该层由薄的且基本上绝缘的铁磁带构成,它相邻于梯度线圈所倚贴的极靴端面设置。

11. 根据权利要求10所述的磁共振成象系统,其中,相邻于梯度线圈的极靴端面包括一个通常延伸入气隙中的轴对称补偿环,所述的环形层位于所述补偿环的内侧部分。

12. 根据权利要求11所述的磁共振成象系统,其中,环形层是通过同心地卷绕薄且基本上绝缘的铁磁带形成的。

13. 根据权利要求11所述的磁共振成象系统,其中,补偿环位于极靴的外缘,至少补偿环的内侧部分与极靴端面是正交的,以便位于所述补偿环上的环形层正交于极靴端面。

14. 根据权利要求10所述的磁共振成象系统,其中,环形层由在变压器或电器中常用的硅铁组成,其具有的典型厚度在0.3-0.6毫米范围内。

## 用于降低磁共振成像设备中的涡流的装置

本发明涉及一种极靴的设计结构,用以显著地降低由用于医用磁共振成像设备或MRI设备中的梯度脉冲引起的不良涡流效应。

在MRI设备中,必须在非常均匀的静磁场上叠加强的高速变化的梯度场。这些梯度场在空间上确定了成像容积,并且它们是由载有精确控制的电流脉冲的线圈产生的。由于需要磁场非常快速地变化,因此在所有靠近梯度线圈的导电部件中会感应产生涡流。这些涡流会阻止场的快速增强。在采用极靴产生强均匀场的MRI磁体中,这是一个困难的问题,它减小了梯度并导致在复杂形状极靴中产生具有各种衰减时间的涡流。对此所做的电补偿通常不是完全成功的,而且涡流使极靴发热。这对静磁场的稳定具有不利影响。

为解决上述问题,已通过极靴中采用非导电的烧结铁氧体做了努力。这仅在较弱的磁体中是有效的,因为铁氧体的导磁率在强场中会因饱和而降低。美国专利4827235描述了这样一种方案,通过采用电阻率较高的材料替代极靴中的铁,梯度上升时间由3毫秒降至1毫秒。美国专利5124651描述了这样一种解决方案,采用紧密固装在一起的绝缘铁磁极靴,这些极靴的最短尺寸正交于极靴的对称轴。然而,这种结构很难实现实际上所需的高机械精度。而且优选采用极靴表面上的各向同性路径,梯度线圈的回归磁通量会具有可能的最低磁阻。此专利的另一个实施例采用了相互正交排列的

薄片层。不过,这不能满足各向同性要求,因为最外层在薄片方向上载有比正交方向上更多的磁通量,因此无法实现轴对称磁体设计结构。

美国专利4827235提出的极靴是由例如昂贵的非晶(amorph)金属混合物或复合混合物制造的,复合混合物也是昂贵的且不能满足充分高的导磁率的要求。美国专利5124651的极靴造价极高,因为必须将数千靴安装成一个具有远优于毫米精度的适当形式的结构,并使所有靴稳定于其位置。此外,为实现磁体中的高均匀性,极靴形状必须严格限定,即,极靴面应同心地排成环形,且不能是一个大致平坦的表面,正如这里所提出的。

在1990年10月2日公开的日本专利摘要第14卷第457 号的第51页记载的日本专利申请JP 2-184002的英文摘要描述了一种MRI 磁体,该磁体具有一个由块体部件和层叠部分构成的磁性极靴,块体部件由具有中心突台的盘状磁材构成。层叠部分具有磁性薄板和电绝缘部件,它们围绕突台螺旋形交替叠置于块体部分的平面上。层叠部分由多个径向槽分隔,这些槽从突台的中心径向向外排列。

1990年6月15日公开的日本专利摘要第14卷第278号的第5页记载的日本专利申请JP2-87505的英文摘要描述了一种MRI磁体,该磁体具有一个由中央块体部分形成的圆板形磁极部分,其中气隙面对的表面由一平坦表面构成。磁体的外周边由具有多个径向槽的外周边部分构成,这些槽从块体部分的中心径向向外排列。外周边部分的表面由这些槽分成多个部分,这些部分面对一个倾斜的磁场线圈。此倾斜磁场线圈在磁极部分附近产生涡流。

在以上的两件日本专利申请所述的结构中,涡流能进入磁极面

的外周边部分的块体部分,即平行于静磁场的方向,因此会阻止成像容积中磁场的快速变化。另外,在JP2-87505所示的结构中,位于磁极面的外周边部分中的槽使得靠近槽的磁场所受的磁阻高于无槽部分中的磁阻。这种磁阻增大的路径使得靠近这些槽的磁场相对于穿过无槽部分的磁场产生了非均匀性。

本发明的特征在于,在非常靠近梯度线圈处,采用含铁的薄片,最好是如变压器中使用的硅铁片材料,成为极靴表面上的层状绝缘盘,以使这些片构成相对于极靴轴基本旋转对称定位的圆盘。通过采用至少一个或多个板叠置并用漆或机械手段固定这些板,来形成这些盘并安装于其位置。

盘的设计结构有两种:在盘沿极靴面的平面取向的那些部分中,它们由从铁片上切割成的环形板构成;在沿极靴面的轴取向的部分中,它们由用带状铁片螺旋绕成的环构成。在环形板情况下,通过在大致正交于已建立的梯度电流的路径的方向切制窄槽来截断涡流的路径,这些槽通常径向地取向。而且,在维持静磁场的均匀性的情况下,涡流的路径会进一步由以相互叠置的几个绝缘薄层的方式安装的板阻断,这些板最好是彼此相对取向,以使它们的相应槽不是对准的。

本发明的一个优点是,降低了各板的周边方向和/或平行于静磁场的方向上的涡流。

另一优点是,改善了槽附近的静磁场的均匀性。

再一优点是,容易实施且不需要昂贵的材料。

通过阅读和理解下面的详细说明,其它优点也将变得清楚明了。

图1示出带极靴的MRI设备。

图2示出带梯度线圈的极靴。

图3示出极靴的四分之一。

图4A和4B示出本申请的详细结构。

图5示出所测得的响应于梯度场的阶跃的升速。

图1示出用于给患者取象的设备,其中,患者1躺在极靴23之间,处于由线圈2中流动的电流所产生的磁场中。线圈的颈部4 将极靴连接至C形磁体3。这些部分是铁制的,其功能是构成磁体的回归磁通的路径。本发明还可很好地用于以永磁材料为基础的磁体设计。其区别仅在于,采用永磁材料块替代磁体3与极靴23之间的线圈2和颈部4。

图2示出带梯度线圈的极靴的断面。在此图中,Z梯度线圈31最靠近极靴设置。X梯度线圈对32处于第二层,正交于X对的Y 梯度线圈对位于最外层。这种排序仅是一个例子,梯度线圈可按与此不同的顺序布置。线圈通常含有10匝导体,这里示出的线圈形式是为图示方便而简化的。极靴必须包括轴对称环,即所谓的补偿环,以便最大限度地实现静磁场的均匀性。这些环中最大的一个,即所谓的第一补偿环231构成外缘,第二环232通常位于第一环的二分之一半径处,并且作为一个例子,最内侧的环233是一个位于中心轴上的小环。本领域的普通技术人员知道如何设计这些环的形状以及如体设计梯度线圈的形状,本发明不以任何方式改变计算这些形状所依据的原则。

图3示出本发明的一个优选实施例,但本发明并不仅限于这里所示元件的一种特定组合。这里示出极靴的四分之一,此极靴带有薄片44和42以及用铁带绕制的部分41,此图中以某剖面示出Z 梯度

线圈和X梯度线圈32。在这些线圈下面,已在极靴面上加工有多个槽,以便容纳环形层叠片42和44以及绕成环形的带41。这些槽的尺寸如此设定,以使片42、44和带绕制的环41紧密装配于槽中,从而保持极靴面中的铁质材料的整体尺寸和量,也因此保持场的均匀性,与基于相同尺寸的极靴的现有设计结构相比是不变的。而且,可以在盘42和44上切制出槽43和45,槽的尺寸是不重要的。这些槽增大了电阻,尤其是圆周方向上。主磁通的方向未显著改变,因为在由几个叠层组成板的情况下,不同层中槽的位置是相对转向的。

图4A示出当极靴基本上呈平坦形时本发明的一个简单实施例。为更清楚起见,未示出梯度线圈。盘44安装于补偿环233中形成的槽中,在盘44与外环之间安装盘42。两个盘最方便地以胶固位。盘如此排列,即,槽46与最近的盘的槽45处于不同位置。这些槽45以虚线示出,因为它们位于第一层板之下。盘42采用相同排列方式。层数例如为4层。当采用半毫米厚的片时,总厚度为2毫米,这仅是100毫米以上的极靴总厚度的一小部分。当每块板具有间隔20度的18个径向槽时,在采用图4A所示结构并具有4层0.5毫米厚米的FeSi变压器板的情况下所得到的测量结果表明,梯度场斜率增加一个数量级。板数增加超过4后并未明显增大斜率。

图4B示出具有更优异的极靴构造的一个例子,用以进一步改善静磁场的均匀性。在极靴中间有一个最内侧补偿环233,具有较大尺寸的第二补偿环232已由绕成螺旋状的带所覆盖,此带由某些含铁的铁磁材料制备,最好由0.3-0.5毫米厚的变压器片制备。可采用非取向结晶的廉价材料。在外缘的内表面上,相似地安装有几层相同类型的带而形成环41。此环内侧有一组薄盘42,薄盘上切制出



既不伸到盘的内缘也不伸到外缘的径向槽,从而保持盘的整体性和装载这些盘的容易性,但仍然显著增大了此板切向的电阻。绕成螺旋形状的这种结构,与铁质极靴中那些区域未被覆盖时的情况相比,使涡流降至最小。

铁板的厚度可在0.2-5毫米、最好是0.3-1毫米范围内选择,板上可切制径向槽,以便增大切向电阻。这些板相互叠置,数量为1至10,它们相互电绝缘并且以径向槽不重合的方式转位。这样就能在所有方向保持高的磁通承载能力,并且特别是,梯度磁通量沿这些板所处平面方向形成,因此可防止改变梯度场进入至铁块中的深度而引生有害的涡流。在旋转轴方向的表面中,结构也是基本上旋转对称的,这种对称是通过将片卷成螺旋形实现的。片由胶或漆电绝缘,以使各匝的金属表面彼此不接触或不接触腔体壁。由于片的高导磁率,这种设计使梯度场强度增大至几乎为自由空间中的测量值的两倍。这是在没有现有极靴所遇到的涡流问题的情况下实现的。对这种出乎意料的良好结果可作如下解释:本发明使涡流方向的电阻增大至铁块电阻值的多个数量级以上。相应地,梯度场的上升时间降至十分之一以下。

根据本发明的装置使设计高导磁率的极靴成为可能的和简单的,这种极靴可产生强磁场,同时消除了涡流,因此允许采用呈现200微秒短的上升时间的极快速陡变。极靴中的涡流损耗和温升也是很低的。

图5表现出曲线1和2的比较,曲线1表示采用现有极靴时梯度场的上升,曲线2表示在完全相同条件下采用本发明时梯度场的上升时间。时间单位是在横轴上每格为500微秒,纵轴表示两种情况下

相同的任意单位的梯度场。这个结果是在下列条件下实现的：4层0.5毫米厚的环形变压器板，板上有间隔20度的径向槽，板通过胶互连并粘至极靴上。

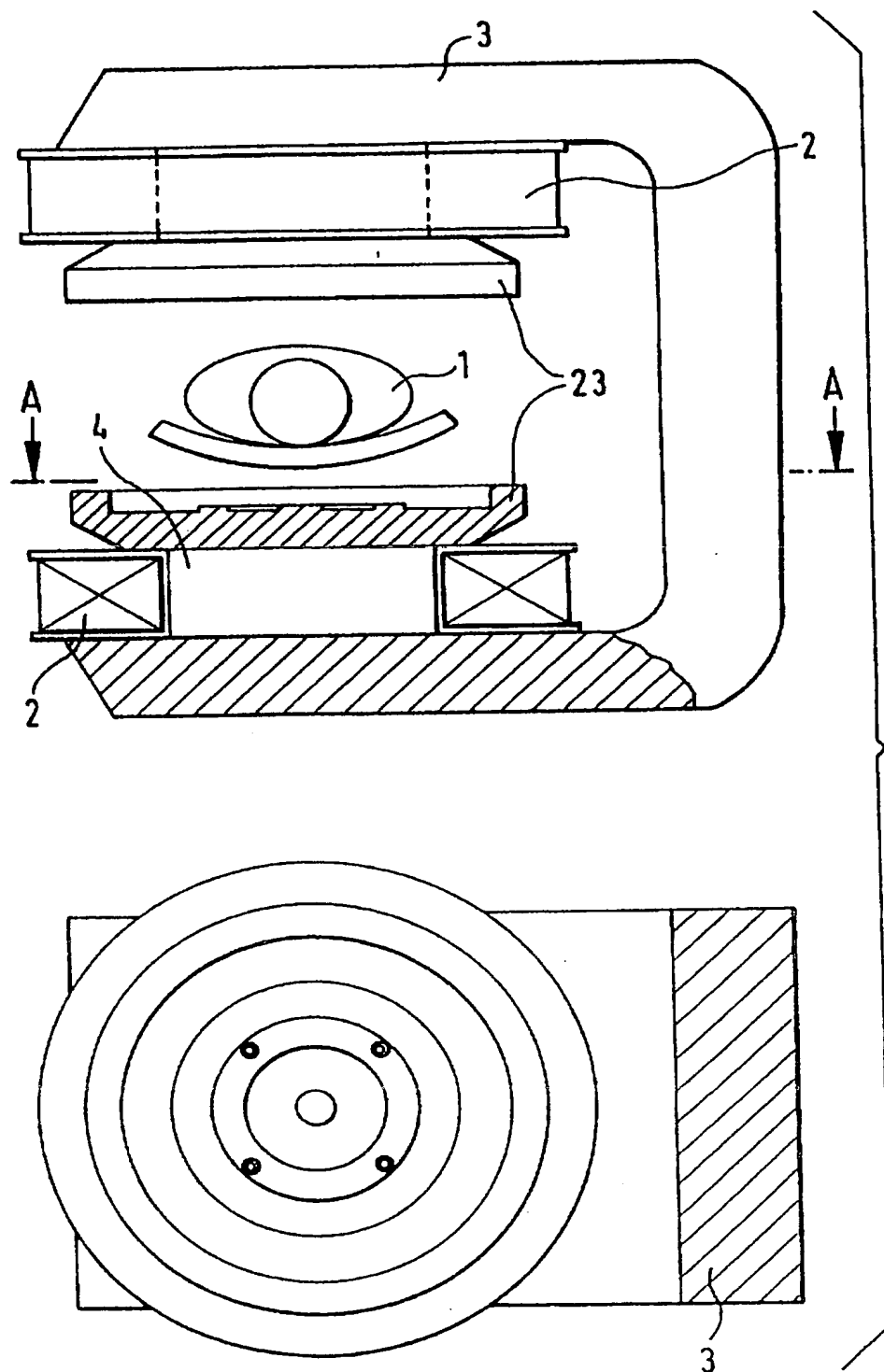


图 1

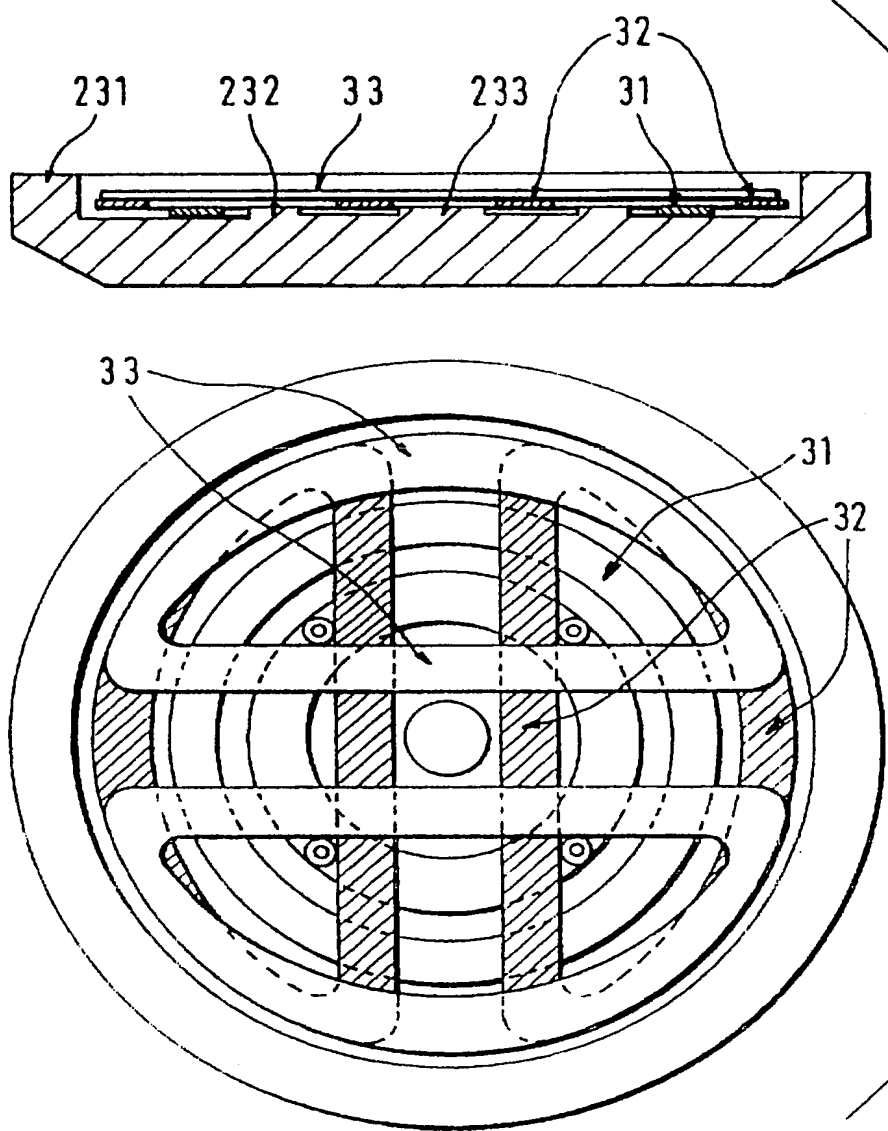


图 2

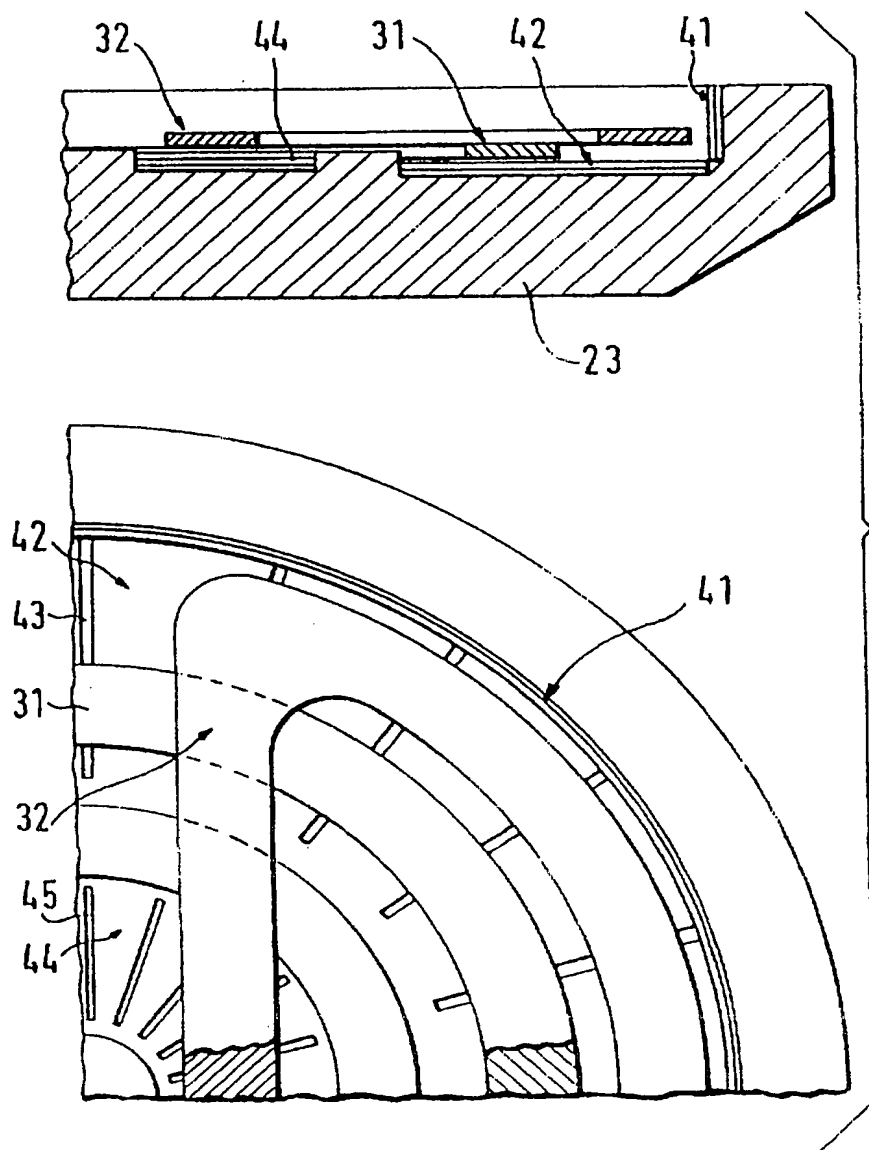


图 3

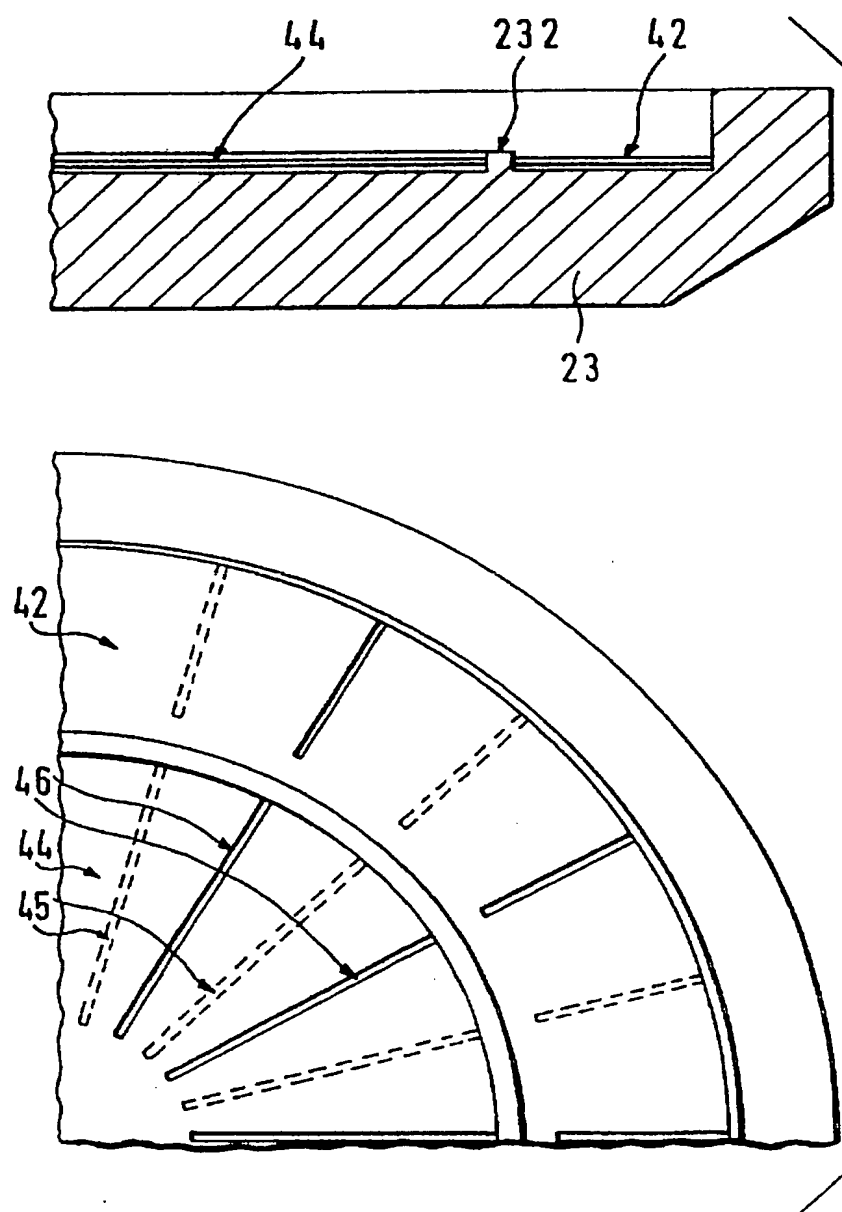


图 4A

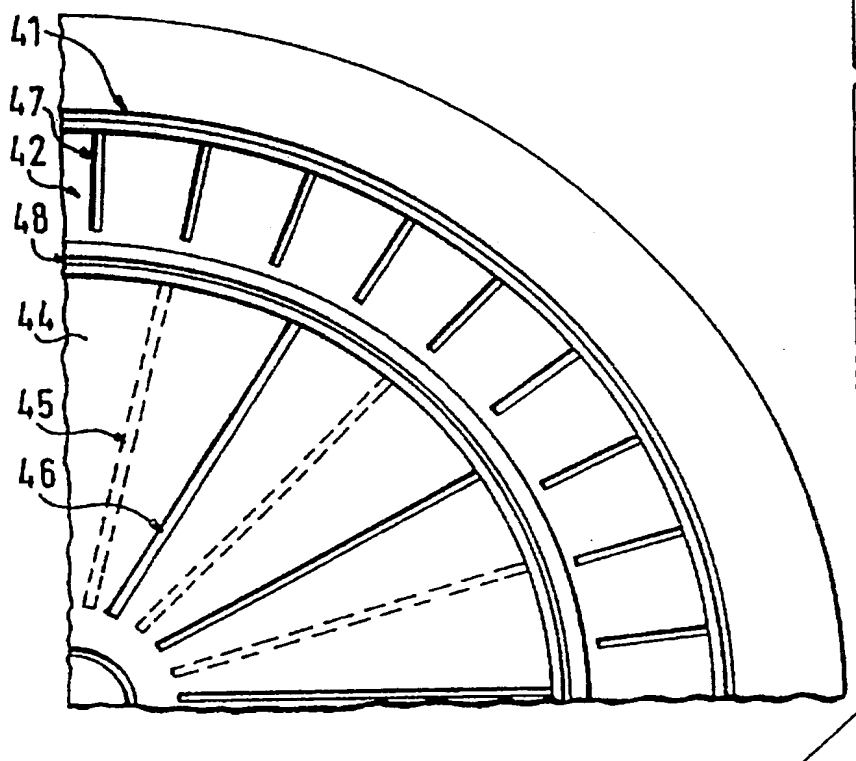
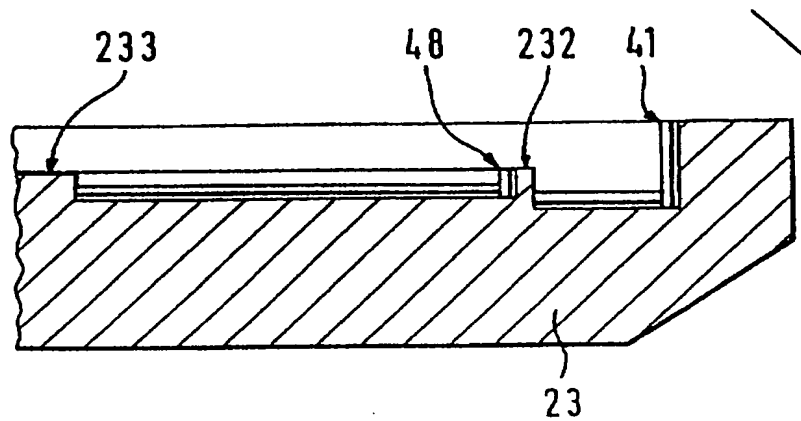


图 4B

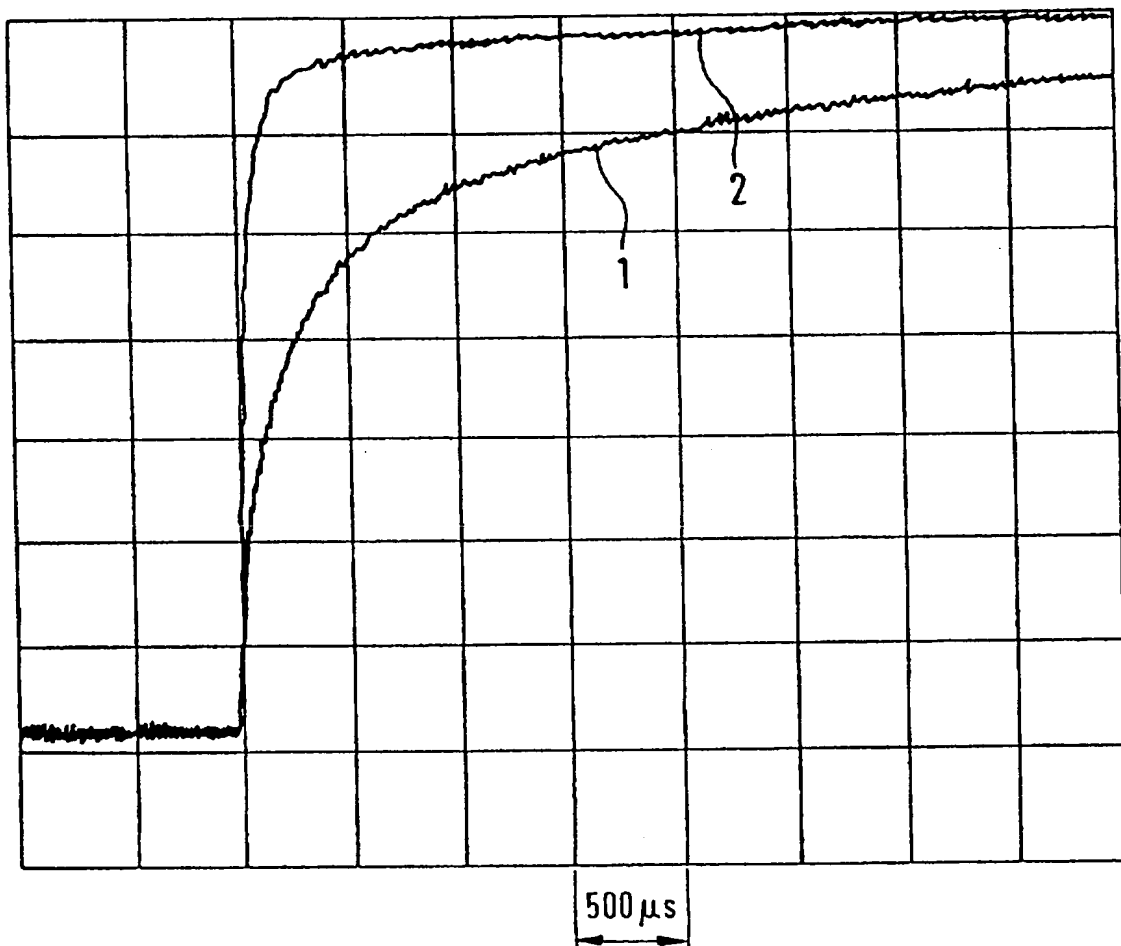


图 5



ABSTRACT FOR CN110297A

Arrangement to minimize eddy currents in MR imagers

Two opposite iron core pieces of a magnetic resonance medical imager generate a static magnetic field in a patient imaging volume disposed between the pole pieces. Gradient coils are positioned in the face of a pole piece. Thin disc shaped (42, 44) or ring shaped (41) ferromagnetic parts laminated of layers cut favorably from transformer sheet material are attached to the face of the pole piece. Each layer is electrically insulated from adjacent layers and surfaces by enamel or fixing glue. To reduce eddy currents in these layers, narrow, radially oriented slots (43, 45) are cut in these layers before lamination. The slots are oriented in the adjacent layers so as not to coincide resulting in improved conduction of the magnetic flux in the imaging volume during the production of gradient magnetic fields by the gradient coils.